

**OPTIMASI SUDUT PENYINARAN *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT) PADA KANKER PARU-PARU MENGGUNAKAN SIMULASI MCNPX**

Oleh,

**Buce Somuke Toenlioë**

**NIM: 642009006**

**TUGAS AKHIR**

**Diajukan kepada Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Matematika guna memenuhi sebagian dari persyaratan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains**

**Program Studi Fisika**



**FAKULTAS SAINS DAN MATEMATIKA**

**UNIVERSITAS KRISTEN SATYA WACANA**

**SALATIGA**

**2016**



## PERNYATAAN TIDAK PLAGIAT

Saya yang bertandatangan di bawahini:

Nama : Buce Somuke Toenlioë  
NIM : 642009006 Email : 642009006@student.uksw.edu  
Fakultas : Sains dan Matematika Program Studi : Fisika  
Judul tugas akhir : Optimasi Sudut Penyerapan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Paru-Paru Menggunakan Simulasi MCNPX

Pembimbing : 1. Dr. Suryasatriya Trihandaru, S.Si., M.Sc.nat.  
2. Drs. Suharyana M.Sc

Dengan ini menyatakan bahwa :

1. Hasil karya yang saya serahkan ini adalah asli dan belum pernah diajukan untuk mendapatkan gelar kesarjanaan baik di Universitas Kristen Satya Wacana maupun di institusi pendidikan lainnya.
2. Hasil karya saya ini bukan saduran/terjemahan melainkan merupakan gagasan, rumusan, dan hasil pelaksanaan penelitian/implementasi saya sendiri, tanpa bantuan pihak lain, kecuali arahan pembimbing akademik dan narasumber penelitian.
3. Hasil karya saya ini merupakan hasil revisi terakhir setelah diujikan yang telah diketahui dan di setujui oleh pembimbing.
4. Dalam karya saya ini tidak terdapat karya atau pendapat yang telah ditulis atau dipublikasikan orang lain, kecuali yang digunakan sebagai acuan dalam naskah dengan menyebutkan nama pengarang dan dicantumkan dalam daftar pustaka.

Pernyataan ini saya buat dengan sesungguhnya. Apabila di kemudian hari terbukti ada penyimpangan dan ketidak benaran dalam pernyataan ini maka saya bersedia menerima sanksi akademik berupa pencabutan gelar yang telah diperoleh karena karya saya ini, sertasanksi lain yang sesuai dengan ketentuan yang berlaku di Universitas Kristen SatyaWacana.

Salatiga, 8 September 2016



Buce Somuke Toenlioë

Tandatangan & nama terang mahasiswa





## PERNYATAAN PERSETUJUAN AKSES

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Buce Somuke Toenlioe  
NIM : 642009006 Email : 642009006@student.uksw.edu  
Fakultas : Sains dan Matematika Program Studi : Fisika  
Judul tugas akhir : Optimasi Sudut Penyinaran *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Paru-Paru Menggunakan Simulasi MCNPX

Dengan ini saya menyerahkan hak *non-eksklusif*\* kepada Perpustakaan Universitas – Universitas Kristen Satya Wacana untuk menyimpan, mengatur akses serta melakukan pengelolaan terhadap karya saya ini dengan mengacu pada ketentuan akses tugas akhir elektronik sebagai berikut (beri tanda pada kotak yang sesuai):

- ☒ a. Saya mengizinkan karya tersebut diunggah ke dalam aplikasi Repositori Perpustakaan Universitas, dan/atau portal GARUDA
- ☐ b. Saya tidak mengizinkan karya tersebut diunggah ke dalam aplikasi Repositori Perpustakaan Universitas, dan/atau portal GARUDA\*\*

\* Hak yang tidak terbataskannya bagi satu pihak saja. Pengajar, peneliti, dan mahasiswa yang menyerahkan hak non-eksklusif kepada Repositori Perpustakaan Universitas saat mengumpulkan hasil karya mereka masih memiliki hak copyright atas karya tersebut.

\*\* Hanya akan menampilkan halaman judul dan abstrak. Pilihan ini harus dilampiri dengan penjelasan/ alasan tertulis dari pembimbing TA dan diketahui oleh pimpinan fakultas (dekan/kaprodi).

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Salatiga, 8 September 2016

Buce Somuke Toenlioe

Tanda tangan & nama terang mahasiswa

Mengetahui,

Drs. Suharyana M.Sc

Tanda tangan & nama terang pembimbing II

Dr. Suryasatriya Trihandaru, S.Si., M.Sc.nat

Tanda tangan & nama terang pembimbing I



OPTIMASI SUDUT PENYINARAN *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY*  
(BNCT) PADA KANKER PARU-PARU MENGGUNAKAN SIMULASI MCNPX

Oleh,

Buce Somuke Toenlioë

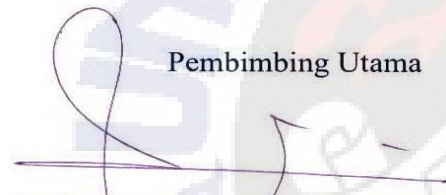
NIM: 642009006

TUGAS AKHIR

Diajukan kepada Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Matematika guna memenuhi  
sebagian dari persyaratan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains  
Program Studi Fisika

Disetujui oleh,

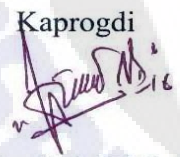
Pembimbing Utama



Dr. Suryasatriya Trihandaru, S.Si., M.Sc.nat.

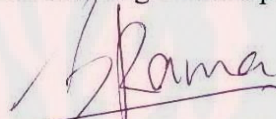
Diketahui oleh,

Kaprodi



Diane Noviandini, S.Pd., M.Pd.

Pembimbing Pendamping



Drs. Suharyana M.Sc

Disahkan oleh,

Dekan



Dr. Suryasatriya Trihandaru, S.Si., M.Sc.nat.

FAKULTAS SAINS DAN MATEMATIKA

UNIVERSITAS KRISTEN SATYA WACANA

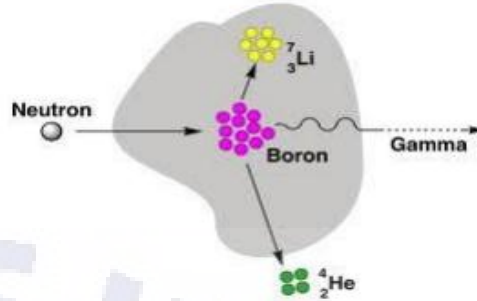
SALATIGA

2016

## PENDAHULUAN

Masalah dalam therapy kanker konvensional (operasi, radiasi therapy, chemotherapy, immunotherapy ) yaitu pada dampak merusak sel sehatnya. Perkembangan dalam hal radiasi onkology, untuk mengurangi dampak kerusakan sel sehat mulai dikembangkan [1]. Salah satu yang menjanjikan yaitu *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT).

BNCT menggabungkan penargetan dan radiasi dengan *Linear Energy Transfer* (LET) yang tinggi. Dimana pasien akan diinjeksi dengan agen pembawa  $^{10}\text{B}$  tepat ke sel kanker. Efektifitas BNCT dalam hal meminimalisir kerusakan sel sehat terdapat pada konsentrasi  $^{10}\text{B}$  dalam sel kanker, dimanaampang lintang  $^{10}\text{B}$  yang besar (3837 barns pada energi termal, lebih besar dibandingkanampang lintang atom penyusun sel sehat lainnya) yang memungkinkan terjadinya reaksi tangkapan neutron  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ . Hasil reaksi tangkapan menghasilkan LET yang tinggi (partikel  $\alpha \approx 150 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}$ , partikel  $^7\text{Li} \approx 175 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}$ ). Panjang lintasan dari partikel ini 4-10  $\mu\text{m}$ , sehingga deposisi energy terbatas dalam 1 diameter sel saja. Oleh karena itu, terapi ini efektif dalam hal merusak sel kanker tanpa merusak sel sehat[1,2,3]. Tampak pada gambar 1 reaksi  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  dalam sel kanker.



Gambar 1. Reaksi  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  dalam sel kanker

kanker yang menyerang paru-paru merupakan salah satu penyakit mematikan yang paling umum, BNCT pada kanker paru-paru menawarkan beberapa kelebihan, selain selektifitasnya:

1. Kemungkinannya untuk melakukan *Hypofractionated* (radiasi dengan dosis tinggi) atau sekali pengobatan.
2. Kemampuan untuk mengobati micrometastasis atau sel kanker yang menyebar.
3. Tidak memperhatikan teknik kompleks yang mengatur gerak pernapasan selama penyinaran. Karena kerusakan sel tergantung dari lokasi boron.

Preclinical studi untuk memperkirakan pengaruh BNCT pada paru-paru normal telah dilakukan di J.L. Kiger, dkk[4]. Studi ini memakai hewan kecil dengan tujuan untuk mengerti tingkat keracunan pada paru-paru manusia selama pengobatan. Preclinical studi selanjutnya oleh Minoru Suzuki, dkk [5], melihat efek dari pengulangan iridiasi terapi BNCT dengan pemberian dosis tinggi pada daerah sekitar kanker dan paru-paru sehat. Hasilnya bagus tanpa toksisitas pada paru-paru sehat.

penelitian ini akan melihat efektifitas dari beberapa sudut penyinaran dan pengaruhnya

terhadap organ dekat kanker paru-paru. Dengan menggunakan simulasi MCNPX.

## THEORY

Pada BNCT perhitungan dosisnya lebih kompleks. Saat diradiasi, ada 4 komponen dosis yang akan ditinjau, yang mana merupakan komponen radiasi hasil interaksi neutron dengan jaringan dalam tubuh.

1. Dosis gamma ( $D_\gamma$ ): Dosis sinar gamma berasal dari sinar gamma yang mengikuti berkas neutron dan sinar gamma yang dihasilkan dari reaksi neutron dengan jaringan dalam tubuh. Reaksi antara neutron dan jaringan dalam tubuh adalah reaksi tangkapan neutron thermal dengan atom hydrogen. Hasil reaksi  $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$  menghasilkan sinar gamma dengan energy 2.2 MeV.
2. Dosis neutron ( $D_n$ ): Dosis ini berasal dari deposit energy proton yang merupakan *recoil* dari interaksi neutron epithermal dan neutron cepat dengan hidrogen  $^1\text{H}(n,n')p$ .
3. Dosis proton dari tangkapan nitrogen ( $D_p$ ):  $^{14}\text{N}$  menyerap neutron thermal dan memancarkan proton dalam reaksi  $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ . Dosis berasal dari deposit energy proton dan recoil inti  $^{14}\text{C}$ .
4. Dosis reaksi fisi  $^{10}\text{B}$  ( $D_B$ ):  $^{10}\text{B}$  menyerap neutron thermal dalam reaksi  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^{7}\text{Li}$ .  $^{7}\text{Li}$  akan menjadi lithium dan alfa dengan energy 2.79 MeV (6.1 % dari interaksi total), lithium tereksitasi dan alfa dengan energy 2.31 MeV (93.9% dari interaksi total). Lithium yang tereksitasi kembali ke tingkat energy awal dengan memancarkan gamma 0.48 MeV. Energy rata-rata antara tangkapan  $^{10}\text{B}$  dengan neutron thermal adalah 2.33 MeV.

Setiap komponen dosis memiliki faktor bobot biologi yang berbeda. Akibatnya perlu untuk mengukur tiap komponen radiasi secara terpisah. Factor bobot sendiri merupakan

perkiraan keefektifan dosis yang diberikan oleh sumber radiasi tertentu per unit dosis terhadap LET standart[6].

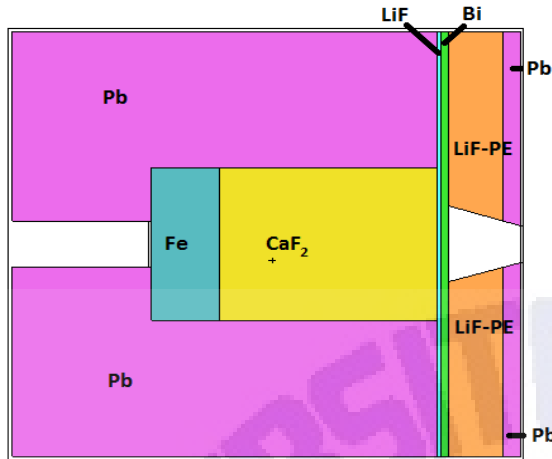
## METODOLOGI

Penelitian ini akan memodelkan bentuk tubuh dan sumber radiasi untuk penentuan dosis efektif pada tubuh. Pemodelan dan simulasi akan menggunakan software MCNPX. MCNPX sendiri merupakan sebuah software analisa transfer radiasi berbasis Monte Carlo yang secara umum didesain untuk tujuan simulasi jejak berbagai tipe partikel dengan jangkauan energi yang luas[7]. Material untuk setiap bahan dalam penelitian ini mengikuti “*Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling, Rev 1*”[8] yang merupakan rangkuman komposisi material dan densitas untuk penggunaan aplikasi simulasi transport radiasi.

### BSA dan sumber radiasi

Sumber yang dipakai cyclotron 30 MeV dengan distribusi energi protonnya dianggap sama. Tebal target yang nantinya akan dibombardir oleh proton dipakai 0,57 cm, mengikuti penelitian yang dilakukasn oleh Akitsugu Sato dkk yang mengoptimasi tebal target untuk cyclotron 30 MeV menggunakan PHITS code[9].

Neutron hasil reaksi proton dan berilium kemudian akan dimoderasi dan dikolimasi menggunakan *Beam Shaping Assemblies* (BSA) desain Y. Hasimoto dkk[10], yang juga sudah di optimasi ukuran moderator tiap bahan, dengan sumber cyclotron 30 MeV. Seperti tampak pada gambar 2.



Gambar 2. BSA dan material pengisi tampak samping

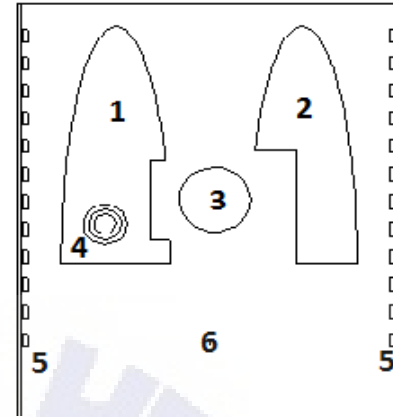
### Phantom dan kanker

Geometry sederhana dibangun untuk bentuk tubuh manusia, dimana meliputi organ tubuh kulit, jantung, tulang rusuk dan paru-paru. Model ini mengikuti Phantom ORNL (versi 1996)[11]. Sedikit dimodifikasi untuk bentuk phantom, dimana dibuat phantom tanpa tangan (kondisi real, pasien diradiasi dengan tangan yang diangkat). Persamaan bentuk tubuh yang dipakai adalah persamaan untuk bangun ellipsoid cylindrical. Pada phantom ORNL dipakai persamaan untuk tubuh meliputi tangan.

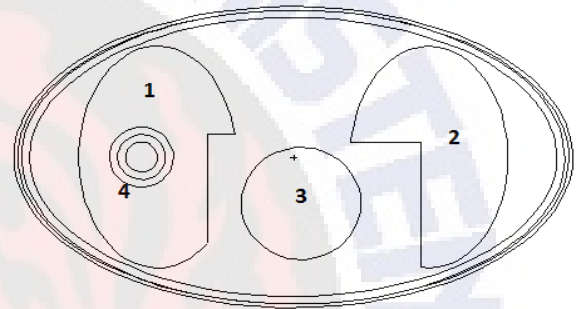
$$\frac{x}{19.8^2} + \frac{y}{9.8^2} = 0 \quad (1)$$

Untuk penelitian ini dipakai persamaan yang tidak meliputi tangan sehingga bentuk tubuh tampak seperti membungkus tulang rusuk. Tampak dalam gambar 3.

$$\frac{x}{17.25^2} + \frac{y}{9.8^2} = 0 \quad (2)$$



(a)

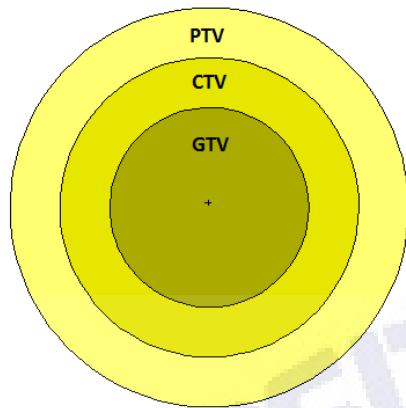


(b)

Gambar 3. (a) Tampak depan model tubuh (b) tampak atas; keterangan: 1. Paru-paru kanan; 2. Paru-paru kiri; 3. Jantung; 4. Daerah kanker; 5. Tulang rusuk; 6. Jaringan lunak tubuh

Daerah kanker dibagi menjadi 3 bagian *Planning Tumor Volume* (PTV), *Clinical Tumor Volume* (CTV), *Gross Tumor Volume* (GTV). Masing-masing bagian dengan jari-jari 2, 1.5, dan 1 cm (Gambar 4). Daerah GTV merupakan daerah jaringan kanker, konsentrasi boron dalam GTV dipakai 20  $\mu\text{gr/gr}$ . CTV merupakan daerah penyebaran kanker disekitar GTV. Konsentrasi boron yang dipakai setengah dari GTV atau 10  $\mu\text{gr/gr}$ . PTV merupakan daerah ketidakpastian dari penyinaran, material yang mengisi mengikuti jaringan sehat[12].



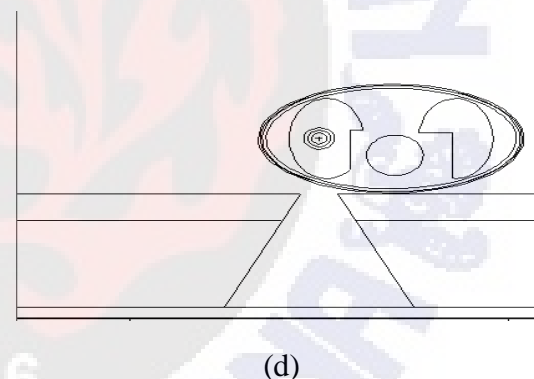
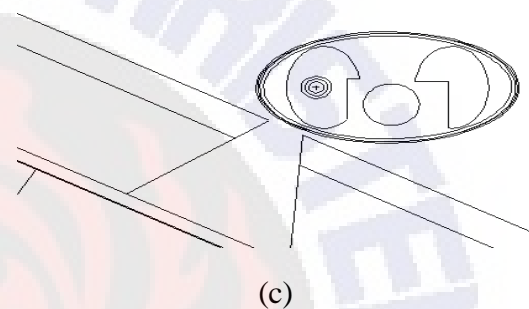
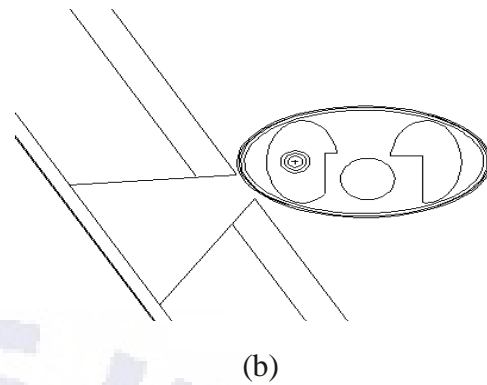
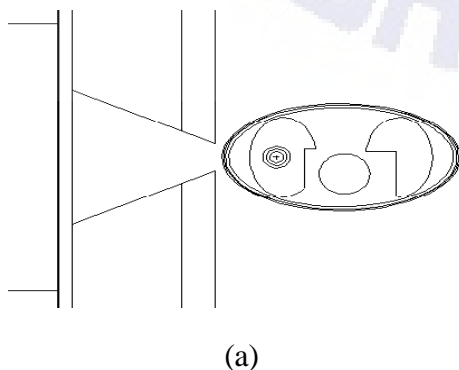


Gambar 4. Bentuk daerah kanker yang akan diradiasi

Tumor di buat berbentuk bola, dengan jari-jari untuk PTV, CTV, GTV masing-masing adalah 2 cm, 1.5 cm, dan 1 cm. Tumor terletak pada paru-paru bagian kanan dekat dengan jantung (gambar 2b).

### Analisis hasil

Penelitian ini melihat optimasi untuk empat sudut penyinaran dan efeknya pada organ dekat kanker. Penyinaran diambil pada sudut  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$  terhadap sumbu X. Jarak sumber radiasi (BSA) dengan phantom adalah 1 cm untuk kasus  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ , dan  $60^\circ$ . Khusus untuk kasus  $90^\circ$ , jarak dari phantom berbeda. Ini disebabkan karena bentuk phantom dan bentuk BSA yang tidak memungkinkan untuk dibuat jarak 1 cm. Tampak dalam gambar 5.



Gambar 5. (a) sudut penyinaran pada sudut  $0^\circ$  terhadap sumbu X (b) pada sudut  $30^\circ$  (c) pada sudut  $60^\circ$  (d) pada sudut  $90^\circ$

Tally F4 pada MCNPX di pakai untuk menghitung fluks neutron yang terdistribusi dalam kartu sel yang digunakan. Keluaran dari MCNPX sendiri hanya didapatkan nilai fluks neutron, dosis hamburan neutron, dan dosis gamma yang berasal dari kolimator. Sedangkan untuk komponen dosis boron, dosis proton, dan dosis gamma yang berasal dari interaksi neutron thermal dengan hydrogen, perhitungan dosisnya dilakukan secara manual.



Nilai komponen dosis proton dan boron dapat dihitung sebagai berikut [11]:

$$\dot{D} = \frac{\phi N \sigma Q \times 1.6 \times 10^{-13} \frac{\text{J}}{\text{MeV}}}{1 \frac{\text{J/Kg}}{\text{Gy}}} \quad (3)$$

Dimana  $\dot{D}$  merupakan laju dosis,  $\phi$  (fluks neutron thermal) dalam kartu sel jaringan,  $N$  jumlah atom / kg jaringan, dikalikan tampang lintang mikroskopik serapan atom ( $\sigma$ ) dengan energy yang dilepaskan oleh reaksi ( $Q$ ).

Sedangkan untuk komponen dosis gamma, Laju reaksi tangkapan neutron thermal oleh hydrogen ini sebanding dengan laju pembentukan hydrogen-2. Laju pembentukan hydrogen-2 ini setara dengan laju pelepasan gamma. Hydrogen-2 merupakan atom tereksitasi.

$$\dot{D}_\gamma = \dot{R} \times \phi \times \Delta \quad (4)$$

Dengan  $\dot{D}_\gamma$  adalah laju dosis gamma, hasil perkalian dari  $\dot{R}$  yang merupakan laju pembentukan hydrogen-2 atau laju pelepasan gamma dikalikan dengan fraksi dosis serap ( $\phi$ ) dan koefisien laju dosis serap ( $\Delta$ ) [13].

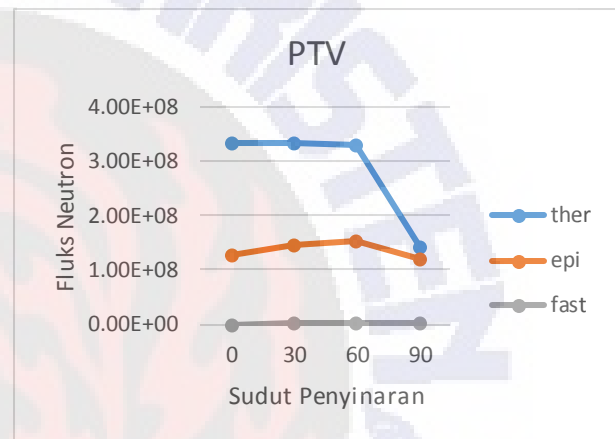
Hasil penjumlahan tiap dosis yang sudah dikalikan dengan factor bobot radiasi yang sudah ditentukan, merupakan dosis total yang diterima oleh masing-masing jaringan tubuh.

$$\dot{D} = w_B \dot{D}_B + w_\gamma \dot{D}_\gamma + w_p \dot{D}_p + w_n \dot{D}_n \quad (5)$$

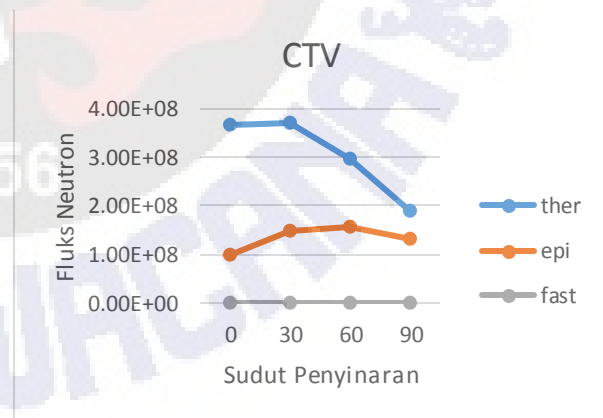
## HASIL DAN PEMBAHASAN

Penelitian ini akan melihat optimasi sudut terhadap fluks dan dosis pada ketiga volume daerah penyinaran kanker, dan organ sehat dekat paru-paru dalam hal ini adalah jantung. Simulasi dilakukan untuk dua ratus juta kali perhitungan ( $nps = 200000000$ ). Data yang

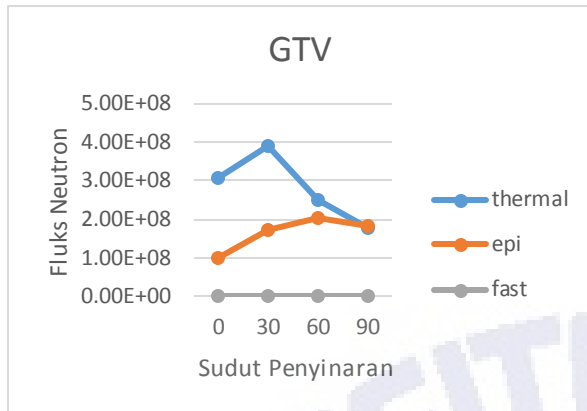
didapat, lolos uji untuk sepuluh *statistical checks* pada hasil running program, kecuali untuk fluks neutron cepat dimana error yang didapat cukup besar. Hal ini diakibatkan karena neutron cepat yang teredam menjadi neutron epithermal dan thermal selama perjalanannya. Sehingga sedikit data yang bisa dipakai untuk perhitungan fluks neutron cepat (error besar).



(a)



(b)



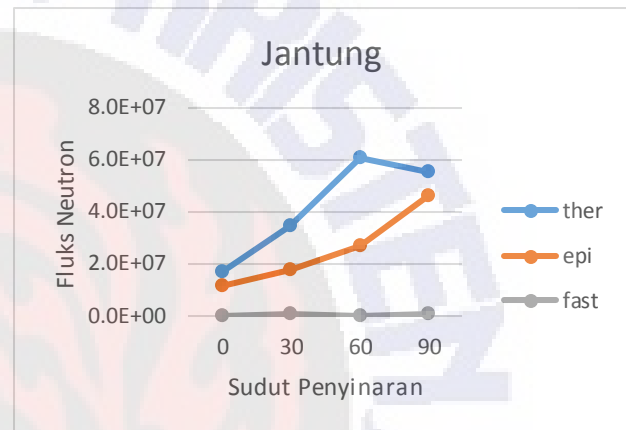
(c)

Gambar 6. Perubahan fluks neutron terhadap sudut penyinaran; (a) PTV, (b) CTV, (c) GTV

Gambar 6(a), 6(b), dan 6(c) menunjukkan perubahan fluks terhadap sudut penyinaran untuk setiap volume tumor (PTV, CTV, dan GTV). Paling menarik untuk dilihat pada sudut penyinaran  $60^\circ$  dan  $30^\circ$  yang mana memiliki jarak paling dekat dengan kanker. Untuk kasus neutron thermal dari gambar 6 terlihat, terjadi penurunan fluks neutron pada sudut penyinaran  $60^\circ$ . Hal ini menunjukkan bahwa pada sudut  $60^\circ$  fluks neutron thermal paling maksimal di PTV yang mana neutron epithermal paling banyak teredam di CTV dan GTV, didukung dengan kenaikan jumlah fluks neutron epithermal pada setiap volume penyinaran.

Berbeda dengan sudut penyinaran  $30^\circ$ , terjadi kenaikan jumlah neutron thermal untuk setiap volume, yang mana neutron thermal paling maksimal pada volume CTV. Neutron thermal dibutuhkan agar dapat terjadi reaksi tangkapan neutron oleh boron. Selain jarak yang mempengaruhi fluks neutron, material yang dilewati juga perlu dihitung tersendiri untuk mendapat terapi yang tepat dan efisien.

Jaringan lunak memiliki jumlah atom Hidrogen yang lebih banyak dibandingkan dengan paru-paru. Selain itu juga densitas jaringan lunak yang lebih besar dari paru-paru, mengakibatkan pada posisi  $0^\circ$  neutron lebih banyak diredam dibandingkan dengan posisi  $90^\circ$  yang sebenarnya, posisinya lebih jauh dari kanker. Begitu juga untuk posisi posisi  $60^\circ$  dan  $30^\circ$  dimana pada  $30^\circ$  posisi kanker lebih jauh daripada posisi  $60^\circ$ .



Gambar 7. Perubahan fungsi fluks neutron terhadap sudut penyinaran pada organ jantung

Pada gambar 7 terlihat juga grafik fungsi fluks neutron terhadap sudut penyinaran. Dimana posisi  $30^\circ$  juga memberikan dampak yang tidak terlalu besar untuk organ jantung, sehingga lebih sedikit kemungkinan untuk terjadi reaksi serapan.

## KESIMPULAN

Sudut penyinaran mempengaruhi efisiensi dari terapi penangkapan boron (BNCT). Dimana tidak hanya jarak, tetapi juga jaringan yang akan disinari. Pada penelitian ini untuk model yang dipakai, didapat sudut penyinaran  $30^\circ$  yang paling optimal. Dimana pada sudut  $30^\circ$  neutron thermal paling

maksimal pada GTV, dan jumlahnya yang tidak terlalu banyak di jantung.

## Daftar Pustaka

- [1] Hsieh C.H, Liu H.M, Hwang J.J, Wang H.E, Kai J.J, Chen F.D. 2006. "A simple model for quantification of the radiobiological effectiveness of the  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  capture reaction in BNCT". *Applied Radiation and Isotopes* 64 (2006) 306-314. doi: 10.1016/j.apradiso.2005.08.018
- [2] Moss Raymond L. 2014. "Critical review, with an optimistic outlook, on Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)". *Applied Radiation and Isotopes* (2014). <http://dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2013.11.109>
- [3] Farias Ruben O, Bortolussi Silva, Menendez Pablo R, Gonzales Sara J. 2014. "Exploring Boron Neutron Capture Therapy for non-small cell lung". *Physica Medica* xxx (2014) 1-10. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2014.07.342>
- [4] Kiger J.L, Kiger W.S, III, Patel H, Binss P.J, Riley K.J, Hopewell J.W, Harling O.K, Coderre J.A. 2004. *Applied Radiation and Isotopes* 61 (2004) 969-973. doi:10.1016/j.apradiso.2004.05.021
- [5] Suzuki Minoru, Suzuki Osamu, Sakurai Yoshinori, Tanaka Hiroki, Kondo Natsuko, Kinashi Yuko, Masunaga Shin-ichiro, Akira Maruhashi, Ono Koji. 2012. "Reirradiation for locally recurrent lung cancer in the chest wall with Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)". *The Japan Society of Clinical Oncology* 2012. doi:10.1007/s13691-012-0048-8
- [6] Rorer D, Wambersie A, Whitmore G, Zamenhof R, Levin V, Andreo P, Dodd B. 2001. "Current Status of Neutron Capture Therapy. IAEA –ECDOC-1223, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2001
- [7] Pelowitz Denise B. April 2008. "MCNPX user's manual, version 2.6.0". [http://www.mcnp.ir/admin/imgs/1354176297.2.6.0\\_Users\\_Manual.pdf](http://www.mcnp.ir/admin/imgs/1354176297.2.6.0_Users_Manual.pdf)
- [8] McConn R J, Gesh C J, Pagh R T, Rucker R A, Williams R G. Maret 2011. "Compendium of material composition data for radiation transport modeling, revision 1". [http://www.pnnl.gov/main/publications/external/technical\\_reports/pnnl-15870rev1.pdf](http://www.pnnl.gov/main/publications/external/technical_reports/pnnl-15870rev1.pdf)
- [9] Sato Akitsugu, Takizawa Yusuke, Hiraga Fujio, Kiyonagi Yoshiaki. 2014. "Neutron slowing down efficiency depending on the proton energy for accelerator based BNCT". *Physics Procedia* 60 (2014) 15-22. doi:10.1016/j.phpro.2014.11.004
- [10] Hashimoto Y, Hiraga F, Kiyonagi Y. 2015. "Optimal moderator materials at various proton energies considering photon dose rate after irradiation for an accelerator-driven  $^9\text{Be}(p,n)$  Boron Neutron Capture Therapy neutron source". *Applied Radiation and Isotopes* 106 (2015) 88-91. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2015.07.027>
- [11] Reed Alexis L. 2007. "Medical physics calculation with MCNP: A primer". Summer American Nuclear Society Meeting. <http://home.agh.edu.pl/~domanska/primer.pdf>
- [12] Burnet Neil G, Thomas Simon J, Burton Kate E, Jefferies Sarah J. 2004. "Defining the tumour and target volumes for radiotherapy". *Cancer Imaging* (2004)



4, 153-161. doi:10.1102/1470-7330.2004.0054

- [13] Cember Herman, Johnson Thomas E.  
“Introduction to Health Physics, fourth  
edition”.

<http://faculty.mu.edu.sa/public/uploads/1380476387.5015Health-Physics-by-Herman-Cembe>

